

COVER PAGE CREATED BY RODNEY PATENTS – TO AVOID HAVING THIS PAGE CREATED IN THE  
FUTURE UNCHECK THE 'CREATE A COVER PAGE' AT THE DATA ENTRY PAGE

## **DE2811325**

### **FIBRILLATOR FUER HERZCHIRURGIE**

Publication date: 1979-09-27

Inventor: HILDEBRANDT JUERGEN J DIPL PHY; VOGEL ALFRED DR ING; MENDLER NIKOLAUS DR MED

Applicant: MESSERSCHMITT BOELKOW BLOHM

Classification:

– international: **A61N1/04; A61N1/08; A61N1/38; A61N1/04; A61N1/08; A61N1/38**; (IPC1-7): A61N1/36

– european:

Application number: DE19782811325 19780316

Priority number(s): DE19782811325 19780316

Abstract not available for DE2811325

51

Int. Cl. 2:

**A 61 N 1/36**

19 **BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**

**DEUTSCHES**



**PATENTAMT**

**DE 28 11 325 A 1**

11

# **Offenlegungsschrift 28 11 325**

21

Aktenzeichen:

P 28 11 325.9

22

Anmeldetag:

16. 3. 78

43

Offenlegungstag:

27. 9. 79

31

Unionspriorität:

27 29 31

54

Bezeichnung:

Fibrillator für Herzchirurgie

71

Anmelder:

Messerschmitt-Bölkow-Blohm GmbH, 8000 München

72

Erfinder:

Hildebrandt, Jürgen J., Dipl.-Phys., 8011 Brunnthal;  
Vogel, Alfred, Dr.-Ing., 8021 Icking; Mandler, Nikolaus, Dr.med.,  
8000 München

**DE 28 11 325 A 1**

2811325

MESSERSCHMITT-BOLKOW-BLOHM  
GESELLSCHAFT  
MIT BESCHRÄNKTER HAFTUNG  
MÜNCHEN

Ottobrunn, 9.03.1978  
8295  
BT01 Bd/gö

Fibrillator für Herzchirurgie

P a t e n t a n s p r ü c h e

- ①. Fibrillator für Herzchirurgie, bestehend aus einem Generator und 2 Elektroden, die während einer Herzoperation kurzzeitig an der Oberfläche des Herzens angelegt werden, dadurch gekennzeichnet, daß der Generator aus einer symmetrischen Schaltung mit Transistoren ( $T_1, T_2, T_3, T_4$ ) aufgebaut ist, wobei jeweils zwei entsprechende Transistoren ( $T_1, T_3; T_2, T_4$ ) komplementär zueinander sind, daß die Basis- und Emittierelektroden des ersten Paares aus zwei symmetrisch angeordneten komplementären Transistoren ( $T_1, T_3$ ) jeweils miteinander verbunden sind und die Kollektorelektroden auf die Basiselektroden des zweiten Paares aus zwei symmetrisch angeordneten kom-

- 2 -

plementären Transistoren ( $T_2, T_4$ ) geschaltet sind, deren Kollektorelektroden miteinander und über einen Kondensator ( $C_1$ ) mit den Basiselektroden der ersten beiden symmetrisch angeordneten Transistoren ( $T_1, T_3$ ) verbunden sind, daß die Emittierelektroden des zweiten Transistorpaares ( $T_2, T_4$ ) an entgegengesetzten Polen einer Serienschaltung aus zwei Batterien ( $U_1, U_2$ ) anliegen, wobei der Mittelabgriff (0) der beiden Batterien ( $U_1, U_2$ ) über einen Widerstand ( $R_1$ ) auf die beiden Emittierelektroden des ersten Transistorpaares ( $T_1, T_3$ ) geführt ist, und daß eine Elektrode ( $E_1$ ) mit den beiden Kollektorelektroden des zweiten Transistorpaares ( $T_2, T_4$ ) verbunden ist, während die andere Elektrode ( $E_2$ ) am Mittelabgriff (0) anliegt.

2. Fibrillator für Herzchirurgie nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß bei einem der Transistoren des zweiten Transistorpaares ( $T_2, T_4$ ) zwischen Basis- und Emittierelektrode ein Widerstand ( $R_2$ ) eingefügt ist.
3. Fibrillator für Herzchirurgie nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß in die Emittierelektroden des ersten Transistorpaares ( $T_1, T_3$ ) Leuchtdioden ( $D_1, D_2$ ) eingefügt sind.
4. Fibrillator für Herzchirurgie nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Generator im Tonfrequenzbereich schwingt.

-3-

909839/0127

- 3 -

5. Fibrillator für Herzchirurgie nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß an die beiden Elektroden ( $E_1, E_2$ ) eine Schallquelle (5) anschließbar ist.
6. Fibrillator für Herzchirurgie nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden ( $E_1, E_2$ ) ringförmig ausgebildet und an den beiden Enden eines kurzen Hohlzylinders (4) aus Isolierstoff angebracht sind, der den Generator enthält.
7. Fibrillator für Herzchirurgie nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der den Generator enthaltende Hohlzylinder (4) mit den beiden ringförmigen Elektroden ( $E_1, E_2$ ) den kurzen Schenkel (5) eines ungefähr L-förmigen, vollsterilisierbaren Operationsbestecks bildet, dessen langer Schenkel (6) die Batterien ( $U_1, U_2$ ) enthält.

MESSERSCHMITT-BÖLKOW-BLOHM  
GESELLSCHAFT  
MIT BESCHRÄNKTER HAFTUNG  
MÜNCHEN

Ottobrunn, 8.03.1978  
8295  
BT01 Bd/gö

Fibrillator für Herzchirurgie

Die Erfindung betrifft einen Fibrillator für Herzchirurgie, bestehend aus einem Generator und zwei Elektroden, die während einer Herzoperation kurzzeitig an der Oberfläche des Herzens angelegt werden.

Es ist bekannt, daß bei einer Belastung des menschlichen Körpers mit niederfrequenten Strömen entsprechender Stärke oder mit Gleichstromimpulsen, die Herz- und anderen Muskelfasern in eine fortgesetzte ungeordnete Tätigkeit versetzt werden (Fibrillation). Sie besteht aus rhythmischen, aber nicht synchronen Dehnungen und Kontraktionen einzelner Fasern, so daß die Funktion des Gesamtsystems gestört ist, z.B. Herzkammerflimmern.

Bei Operationen am offenen Herzen wird diese Tatsache dazu benutzt, durch elektrische Reize eine ventrikuläre Fibrillation hervorzurufen. Zu diesem Zweck bringt man Elektroden mit ungefähr  $1 \text{ cm}^2$  Oberfläche an zwei Stellen der Herzoberfläche an und legt eine 50Hz Spannung an die Elektroden. Der elektrische Strom stimuliert und depolarisiert gleichzeitig einen großen Teil des Herzmuskels. Zur gleichen Zeit depolarisieren die Impulse, die auf dem normalen Weg das Herz erreichen, die endocardiale Oberfläche. Durch das Ineinandergreifen der beiden Prozesse ergibt sich eine unregelmäßige Depolarisation, die verschiedene Zonen des Myocards in unterschiedliche Erregungszustände versetzt und für die Fibrillation verantwortlich ist. Um diesen Zustand zu erreichen, sind hohe Stromdichten erforderlich, da ein genügend großer Bereich depolarisiert werden muß. Bis zu 10 Volt sind erforderlich, um die Fibrillation zu

erreichen. Für eine glatte vollständige Fibrillation muß die Spannung bei dieser Methode sogar noch erhöht werden. Dabei besteht jedoch die Gefahr, daß das Myocard beschädigt wird.

Die bisher bekannten Geräte zur Erzeugung der Fibrillation sind netzabhängig und geben an ihren Elektroden eine 50Hz Wechselspannung zwischen 1 und 30 Volt ab. Die Elektroden werden für kurze Zeit mit der Herzoberfläche in Berührung gebracht.

Eine weitere Methode, die ventrikuläre Fibrillation hervorzurufen und während der Operation aufrechtzuerhalten besteht darin, die wechselstromführenden oder mit Gleichstromimpulsen beaufschlagten Elektroden während der gesamten Operationsphase an der Herzoberfläche anzuschließen.

Sämtliche bisher bekannten Fibrillatoren sind große, unhandliche, netzabhängige Geräte, deren Elektroden über lange Zuleitungskabel an der Herzoberfläche angelegt werden. Diese Geräte sind daher auch nicht voll sterilisierbar. Außerdem besteht die Gefahr, daß die an das Myocard pro Fibrillationsimpuls abgegebene elektrische Energie so groß ist, daß Herzmuskelschäden nicht mit Sicherheit ausgeschlossen werden können.

Aufgabe der Erfindung ist es deshalb, einen Fibrillator in Form eines kleinen handlichen Gerätes zu schaffen, das voll sterilisierbar ist und die weiteren oben genannten Nachteile nicht aufweist.

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung dadurch gelöst, daß ausgehend von einem Fibrillator der eingangs genannten Art, der Generator aus einer symmetrischen Schaltung mit Transistoren aufgebaut ist, wobei jeweils zwei entsprechende Transistoren komplementär zueinander sind, daß die Basis- und Emittierelek-

- 6 -

troden des ersten Paares aus zwei symmetrisch angeordneten komplementären Transistoren jeweils miteinander verbunden sind und die Kollektorelektroden auf die Basiselektroden des zweiten Paares aus zwei symmetrisch angeordneten komplementären Transistoren geschaltet sind, deren Kollektorelektroden miteinander und über einen Kondensator mit den Basiselektroden der ersten beiden symmetrisch angeordneten Transistoren verbunden sind, daß die Emittierelektroden des zweiten Transistorpaares an entgegengesetzten Polen einer Serienschaltung aus zwei Batterien anliegen, wobei der Mittelabgriff der beiden Batterien über einen Widerstand auf die beiden Emittierelektroden des ersten Transistorpaares geführt ist, und daß eine Elektrode mit den beiden Kollektorelektroden des zweiten Transistorpaares verbunden ist, während die andere Elektrode am Mittelabgriff anliegt.

Die weitere vorteilhafte Ausgestaltung des Fibrillators ist aus den Unteransprüchen ersichtlich.

Die besonderen Vorteile des erfindungsgemäßen Fibrillators bestehen darin, daß er als kleines, stiftförmiges, netzunabhängiges Gerät in der Form eines Operationsbesteckes mit fest eingebauten Elektroden genau wie dieses behandelt werden kann, d.h. voll sterilisiert am Operationstisch griffbereit liegt. Die handliche Ausführungsform ermöglicht ein rasches Überstreichen des Herzmuskels, wobei eine Stimulation an mehreren Stellen des Herzmuskels erfolgt und dadurch mit Sicherheit die Fibrillation erreicht wird. Der erfindungsgemäße Fibrillator ist auch sehr sparsam im Stromverbrauch, da er sich erst beim Anlegen der Elektroden an der Herzoberfläche selbsttätig einschaltet. Ferner ist er kurzschlußsicher.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in der Zeichnung dar-

-7-



- 7 -

gestellt und wird im folgenden näher beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 ein elektrisches Schaltbild des Fibrillators gemäß der Erfindung;

Fig. 2 einen kompletten Fibrillator in der Form eines Operationsbesteckes;

Fig. 3 eine Schallquelle, die an die Elektroden des Fibrillators anschaltbar ist.

In Fig. 1 sind die Emittierelektroden zweier komplementärer Transistoren  $T_1$  und  $T_3$  über je eine Diode  $D_1, D_2$  miteinander verbunden und liegen über einen Widerstand  $R_1$  am Mittelabgriff 0 zweier in Serie geschalteter Batterien  $U_1, U_2$  an. Die Basiselektroden der beiden Transistoren  $T_1$  und  $T_3$  sind ebenfalls miteinander verbunden und über einen Kondensator  $C_1$  auf die zusammengeschalteten Kollektorelektroden zweier nachfolgender, ebenfalls zueinander komplementärer Transistoren  $T_2, T_4$  gelegt. Dabei ist der Transistor  $T_2$  komplementär zum Transistor  $T_1$  und  $T_4$  komplementär zu  $T_3$ . Die Basiselektrode des Transistors  $T_2$  ist mit der Kollektorelektrode des Transistors  $T_1$ , die Basiselektrode des Transistors  $T_4$  ist mit der Kollektorelektrode des Transistors  $T_3$  verbunden. Die Emittierelektroden der Transistoren  $T_2, T_4$  liegen am Plus- bzw. Minuspol der in Serie geschalteten Batterien  $U_1$  und  $U_2$  an. Zwischen die Basis- und die Emittierelektrode des Transistors  $T_2$  kann ein Widerstand  $R_2$  gelegt werden. Die Elektrode  $E_1$ , die ebenso wie die Elektrode  $E_2$  an der Herzoberfläche, die einen Widerstand  $R_H$  darstellt, angelegt wird, ist auf die Verbindung der beiden Kollektorelektroden der Transistoren  $T_2$  und  $T_4$  geführt. Die Elektrode  $E_2$  liegt am Mittelpunkt 0 der Serienschaltung der beiden Batterien  $U_1$  und  $U_2$ .

-8-

- 8 -

Fig. 2 zeigt einen kompletten Fibrillator gemäß der Erfindung in der äußeren Form eines L-förmigen Operationsbesteckes. Der kurze Schenkel 5 enthält die Elektroden  $E_1$  und  $E_2$ . In einem Hohlzylinder 4 aus Isolierstoff ist der Generator untergebracht. Der lange Schenkel 6, der vorzugsweise aus Metall mit plangeschliffener Oberfläche hergestellt ist, enthält die Batterien  $U_1, U_2$ .

In Fig. 3 ist eine Schallquelle  $S$  dargestellt, die an die Elektroden  $E_1, E_2$  des Fibrillators anschaltbar ist. Die Kontaktierung der Schallquelle  $S$  erfolgt über einen ringförmigen Kontakt 9, an dem die Elektrode  $E_2$  des Fibrillators anliegt, sowie über eine Kontaktplatte 8, die isoliert in den ringförmigen Kontakt 9 eingelegt ist und mit der Elektrode  $E_1$  in Verbindung gebracht wird.

Die elektrische Schaltung des Fibrillators nach Fig. 1 funktioniert folgendermaßen: Sobald das Herz mit den Elektroden  $E_1, E_2$  in Berührung kommt, entlädt sich der Kondensator  $C_1$  über den Herzwiderstand, der durch den Widerstand  $R_H$  dargestellt ist, unter der Annahme, daß der Kondensator  $C_1$  gegenüber dem Bezugspotential am Mittelabgriff 0 im Zeitpunkt der Betrachtung negativ aufgeladen ist. Durch das auftretende  $\frac{du}{dt}$  fließt ein Strom in die Basis-elektrode des Transistors  $T_1$ , wodurch der Transistor  $T_2$  leitend wird. Der Kondensator  $C_1$  wird dadurch positiv aufgeladen (Mitkopplungseffekt). Ist die Aufladung beendet, geht  $\frac{du}{dt}$  gegen 0, der Transistor  $T_1$  sperrt und damit auch der Transistor  $T_2$ . Der Kondensator  $C_1$  entlädt sich wieder über den Herzwiderstand  $R_H$  mit umgekehrter Stromrichtung, so daß die Transistoren  $T_3$  und  $T_4$  leitend werden bis der Kondensator  $C_1$  negativ aufgeladen ist. Anschließend wiederholt sich der eben beschriebene Entladungsvorgang, so daß eine symmetrische Rechteckspannung mit einer durch die Größe des Kondensators  $C_1$  gegebenen Frequenz auftritt.

-9-

- 9 -

Bei Kurzschluß am Ausgang des Fibrillators, d.h. wenn  $R_H=0$  ist, wird der Kondensator  $C_1$  entladen und kann nicht wieder aufgeladen werden, da die Transistoren  $T_2$  bzw.  $T_4$  sperren. Bei Entfernung des Kurzschlusses lädt sich der Kondensator  $C_1$  durch Leckströme wieder langsam auf.

Der Widerstand  $R_1$  dient zur Strombegrenzung. Ein definierter Anfangszustand, d.h. positive oder negative Ladung auf dem Kondensator  $C_1$  im Ruhezustand, kann durch den wahlweisen Einbau eines zusätzlichen Widerstandes  $R_2$  zwischen Basis- und Kollektorelektrode des Transistors  $T_2$  oder  $T_4$  erreicht werden.

Falls in die Emitterzuleitungen der Transistoren  $T_1$  und  $T_3$  Dioden  $D_1, D_2$  eingefügt werden, können diese in Form von Leuchtdioden zur Funktionskontrolle herangezogen werden. Eine einfachere Überprüfung der Funktionsfähigkeit des Fibrillators ist jedoch mit Hilfe einer an den Elektroden  $E_1$  und  $E_2$  angelegten Schallquelle  $S$  möglich. Da der Fibrillator an seinen Elektroden eine tonfrequente Spannung - vorzugsweise 500 - 1000 Hz - von ungefähr 10 V abgibt, ist keine weitere Verstärkung mehr erforderlich. Deshalb kann in einfacher Weise eine in der Fernsprechtechnik übliche Hörkapsel als Schallquelle  $S$  dienen. Zweckmäßigerweise wird die Schallquelle fest in einem Behälter montiert, der gleichzeitig zur Aufbewahrung von einem oder Redundanzgründen vorzugsweise zwei Fibrillatoren gemäß der Erfindung dient. Redundanz ist deshalb erforderlich, weil während der Operation ein stiftförmiger Fibrillator versehentlich vom sterilen Tuch heruntergleiten oder in Verbindung mit einem nicht sterilen Gegenstand kommen kann. Falls in einem solchen Fall nicht sofort ein steriler Fibrillator zur Verfügung steht, könnte der erfolgreiche Verlauf der Operation in Frage gestellt sein.

-18-  
Leerseite

281 325  
-11-

Nummer:  
Int. Cl.2:  
Anmeldetag:  
Offenlegungstag:

28 11 325  
A 61 N 1/36  
16. März 1978  
27. September 1979

Fig.1

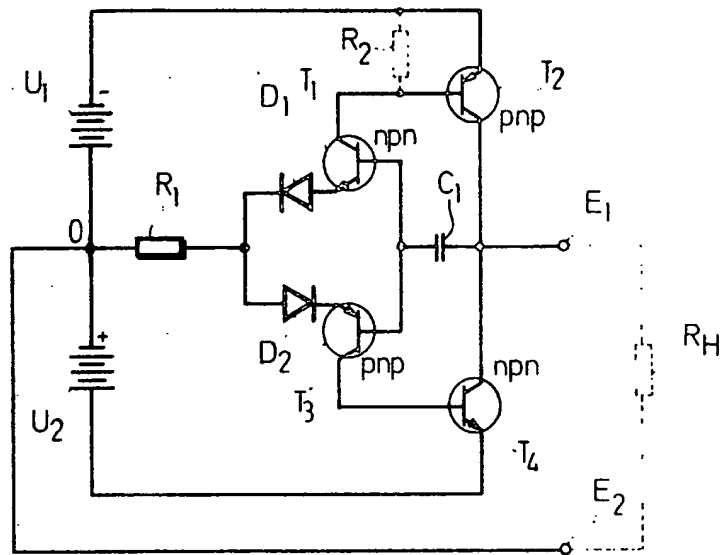


Fig.3

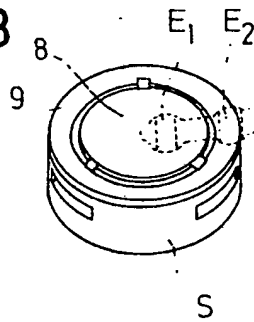


Fig.2

